

## Hydrophilated dental impression compounds

Patent Number: ☐ US5750589  
Publication date: 1998-05-12  
Inventor(s): WANEK ERICH (DE); BISSINGER PETER (DE); ZECH JOACHIM (DE); LECHNER GUENTHER (DE)  
Applicant(s): THERA GES FUER PATENTE (DE)  
Requested Patent: ☐ DE4433139  
Application Number: US19960646272 19960516  
Priority Number(s): DE19944433139 19940916; WO1995EP03638 19950915  
IPC Classification: A61K6/10 ; C07F7/08  
EC Classification: A61K6/10, A61K6/10B, C08G65/336  
Equivalents: AU3607195, AU698620, ☐ EP0729341 (WO9608230), B1, ES2144633T, JP9505322T, ☐ WO9608230

---

### Abstract

---

PCT No. PCT/EP95/03638 Sec. 371 Date May 16, 1996 Sec. 102(e) Date May 16, 1996 PCT Filed Sep. 15, 1995 PCT Pub. No. WO96/08230 PCT Pub. Date Mar. 21, 1996 The present invention relates to dental impression compounds which contain as hydrophilation agent 0.1 to 10 wt.-%, relative to the total weight of the compound, of a polyether carbosilane.

---

Data supplied from the **esp@cenet** database - I2



19 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

199 34 407  
12 Off nlegungsschrift  
10 DE 44 33 139 A 1

61 Int. Cl.<sup>8</sup>:  
A61 K 6/10  
C 08 L 83/16  
// C07F 7/08, C08G  
65/32, 77/60

21 Aktenzeichen: P 44 33 139.8  
22 Anmeldetag: 18. 9. 94  
43 Offenlegungstag: 21. 3. 96

DE 44 33 139 A 1

71 Anmelder:  
THERA Patent GmbH & Co KG Gesellschaft für  
industrielle Schutzrechte, 82229 Seefeld, DE

74 Vertreter:  
Abitz & Partner, 81679 München

72 Erfinder:  
Zach, Joachim, Dr., 82229 Hechendorf, DE; Wanek,  
Erich, Dr., 86916 Kaufering, DE

50 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit  
in Betracht zu ziehende Druckschriften:

DE	37 41 575 C2
DE	43 07 024 A1
DE	40 19 249 A1
DE	40 10 218 A1
US	53 67 001
US	51 38 009
US	48 79 339
US	45 65 714
US	42 48 750

54 Hydrophilierte Zahnabdruckmassen

57 Die vorliegende Erfindung betrifft Zahnabdruckmassen,  
die als Hydrophilierungsmittel 0,1 bis 10 Gew.-%, bezogen  
auf das Gesamtgewicht der Masse, eines Polyethercarbosi-  
lans enthalten.

DE 44 33 139 A 1

## Beschreibung

Die vorliegende Erfindung betrifft durch spezielle Zusatzstoffe hydrophilierte Zahnabdruckmassen.

Bei Zahnabdruckmassen auf der Basis additionsvernetzender oder kondensationsvernetzender Silikone oder auch auf Basis von Polyether-Silikonem und Polyethern besteht das Problem, daß die Zeichnungsschärfe des Abdrucks durch schlechtes Anfließverhalten der Paste infolge unzureichender Hydrophilie nicht befriedigend ist. Diese Problematik ist z. B. in der DE-A-38 38 587, Seite 2, Zeilen 19–23 oder in der EP-A-0 480 238, Seite 2, Zeilen 1–26 dargestellt.

In der Literatur sind zur Lösung dieses Problems verschiedenste Zusätze beschrieben worden, die die Hydrophilie der Abdruckmassen erhöhen. Ein Überblick über den Stand der Technik findet sich beispielsweise in EP-A-0 480 238, Seite 2, Zeilen 20–38. Als besonders wirksame Zusätze haben sich Polyethersiloxane erwiesen, wie sie beispielsweise in der internationalen Anmeldung WO 87/03001 oder in der EP-B-0 231 420 beschrieben werden.

Sämtliche Zusätze zeigen zwar eine Verbesserung der Hydrophilie der Abdruckmassen; sie weisen jedoch auch eine Reihe von Problemen auf, die im folgenden aufgeführt sind:

- Erhöhte Wasseraufnahme mit der Folge der Dimensionsstabilität durch Quellung (DE-A-43 06 997, Seite 2, Zeilen 44 und folgende).
- Gasblasenentwicklung bei Silikonabdruckmassen (EP-A-0 480 238, Seite 2, Zeilen 27–38)
- Schlechte Stabilität (EP-B-0 231 420, Seite 5, Zeilen 13–27)
- Verzögerung der Abbindung (DE-A-43 06 997, Seite 2, Zeilen 53 und folgende).
- Verlust der Hydrophilie nach Desinfektion (DE-A-43 06 997, Seite 2, Zeilen 37 und folgende; sowie Journal of Prosthodontics, Volume 3, Nr. 1, 1994, Seiten 31–34).
- Schlechte Stabilität von Polyethersiloxanen gegenüber Hydrolyse (DE-C-43 20 920, Seite 2, Zeilen 32–36). Damit ist die Langzeitwirkung der Hydrophilierung über den Gebrauchszeitraum einer Abformmasse nicht sicher gewährleistet.

Die oben erwähnten, für die Hydrophilierung von Zahnabdruckmassen besonders geeigneten Polyethersiloxane weisen jedoch einen wesentlichen Nachteil auf. Die mit ihnen hydrophilierten Zahnabdruckmassen sind gegenüber Desinfektionsbädern nicht ausreichend stabil. Die während der Behandlung hergestellten Abdrücke werden in üblicher Weise mindestens zweimal desinfiziert und damit geht ein unerwünschter Verlust an Hydrophilie einher.

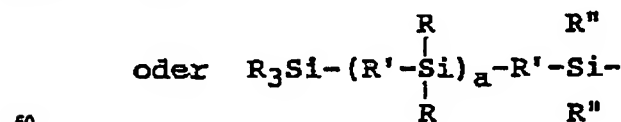
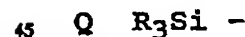
Aufgabe der Erfindung ist es, hydrophilierte Zahnabdruckmassen zur Verfügung zu stellen, aus denen Zahnabdrücke mit verbesserter Beständigkeit gegenüber Desinfektionsbädern hergestellt werden können.

Gelöst wird diese Aufgabe durch Zahnabdruckmassen, die 0,1 bis 10 Gew.-%, bezogen auf das Gesamtgewicht der Masse, eines Polyethercarbosilans als Hydrophilierungsmittel enthalten.

Besonders bevorzugt werden als Hydrophilierungsmittel Polyethercarbosilane der folgenden allgemeinen Formel



worin bedeuten:



wobei jedes R im Molekül gleich oder verschieden sein kann und einen aliphatischen  $C_1-C_{18}$ -, einen cycloaliphatischen  $C_6-C_{12}$ - oder einen aromatischen  $C_6-C_{12}$ -Kohlenwasserstoffrest, die gegebenenfalls durch Halogenatome substituiert sein können, bedeutet,

R' eine  $C_1-C_{14}$ -Alkylengruppe ist,

R'' im Falle von  $a \neq 0$  R ist oder im Falle von  $a = 0$

R oder  $R_3SiR'$  ist, und  $a = 0-2$  bedeutet;

P eine  $C_2-C_{14}$ -Alkylengruppe;

T gleich H oder einen  $C_1-C_4$ -Alkylrest oder einen  $C_1-C_4$ -Acylrest;

x eine Zahl von 1 bis 200, und

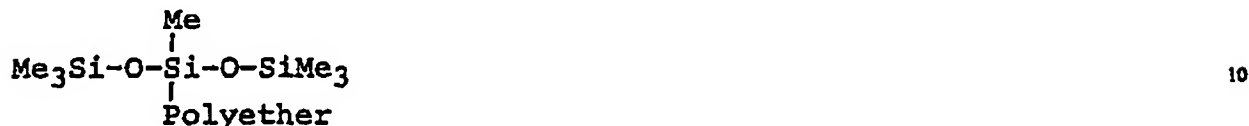
n eine mittlere Zahl von 1 bis 4.

Wie schon erwähnt, weisen aus herkömmlichen Zahnabdruckmassen hergestellte Abdrücke keine genügende Stabilität gegenüber Desinfektionsbädern auf. Durch die Desinfizierung der Abdrücke, die in der Regel mindestens zweimal erfolgt, tritt ein Verlust an Hydrophilie auf, der sich in einem schlechteren Anfließverhalten der wäßrigen Gips suspension beim Ausgießen der Abdrücke bemerkbar macht. Als Maß für das Anfließverhalten kann die Bestimmung des Randwinkels herangezogen werden. Mit dem Verlust an Hydrophilie geht ein zunehmender Randwinkel einher. Der Randwinkel ist der Winkel, den der Rand eines Wassertropfens zur Substratoberfläche bildet (Walter Noll, Chemistry and Technology of Silicone, Academic Press, 1968, insbesondere

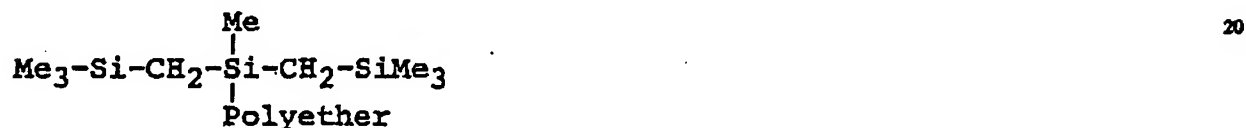
Seiten 447 bis 452).

Die Abnahme der Hydrophilie von beispielsweise mit Polyethersiloxanen hydrophilierten Silikonmassen ist vermutlich darauf zurückzuführen, daß das Hydrophilierungsmittel im Desinfektionsbad herausgelöst wird.

Die Hydrophilierung von Silikonmassen mit Polyethersiloxanen ist in der bereits oben erwähnten internationalen Anmeldung WO 87/03001 beschrieben. Ein geeignetes Polyethersiloxan hat beispielsweise die folgende Formel



Bei diesen Verbindungen bewirkt die  $-\text{Si}-\text{O}-$ Kette die Verträglichkeit mit den Silikonabdruckmassen, während der Polyetheranteil für die Hydrophilierung und damit für die gute Anfließbarkeit der Masse verantwortlich ist. Eines der erfindungsgemäß geeigneten Polyethercarbosilane weist beispielsweise die folgende Formel auf



Aufgrund der Struktur der Polyethercarbosilane war zu erwarten, daß ihre Verträglichkeit mit den Silikonmassen aufgrund des Fehlens der Sauerstoffbrücken schlechter ist als dies bei den Polyethersiloxanen der Fall ist. Man mußte daher annehmen, daß sich die erfindungsgemäß einzusetzenden Polyethercarbosilane in den Desinfektionsbädern wesentlich leichter herauslösen lassen als die bekannten Polyethersiloxane, und man mußte daher mit einem noch stärkeren Verlust an Hydrophilie bei der Desinfektion der Abdrücke rechnen. Überraschenderweise ist dies jedoch nicht der Fall. Es hat sich gezeigt, daß sich die aus den mit den erfindungsgemäßen Polyethercarbosilanen hydrophilierten Zahnabdruckmassen hergestellten Abdrücke hinsichtlich der Aufrechterhaltung der Hydrophilie wesentlich günstiger verhalten als Abdrücke, die unter Verwendung von mit Polyethersiloxanen hydrophilierten Silikonmassen hergestellt worden sind.

Die erfindungsgemäßen Zahnabdruckmassen haben darüber hinaus den Vorteil, daß sie stabil sind. In der EP-B-0 231 420 wird auf Seite 5 in den Zeilen 17–27 beschrieben, daß die Stabilität von hydrophilierten Silikonmassen infolge Feuchtigkeit schlecht sei. Daher muß zur Gewährleistung der Stabilität des hydrophilen Silikons ein wasserab- oder -adsorbierender Füllstoff in die Masse eingebracht werden. Dies ist bei den erfindungsgemäß hydrophilierten Zahnabdruckmassen nicht erforderlich. Sie sind auch ohne den Zusatz derartiger Füllstoffe stabil.

Von Vorteil ist weiterhin, daß die mit den erfindungsgemäßen Zahnabdruckmassen hergestellten Gipsmodelle glatte Oberflächen aufweisen. Der Stand der Technik (z. B. EP-B-0 268 347, Seite 2, Zeilen 7–41 bzw. DE-C-29 26 405, Seite 2, Zeile 46 bis Seite 3, Zeile 10) beschreibt, daß bei additionsvernetzten Silikonmassen das Problem der Gasblasenentwicklung besteht, wodurch das Gipsmodell, das durch Ausgießen des gehärteten Abdrucks erhalten wird, eine unerwünschte schwammartige Oberfläche erhält. Um dies zu vermeiden, müssen feinverteiltes Platin oder Palladium als Wasserstoffabsorber zugesetzt werden. Bei den erfindungsgemäßen Zahnabdruckmassen ist dies nicht erforderlich. Ein Gipsmodell, das durch Ausgießen eines Abdruckes aus einem erfindungsgemäßen Zahnabdruckmaterial hergestellt worden ist, weist auch in Abwesenheit von Wasserstoffabsorbieren eine glatte Oberfläche auf.

Die Basis der erfindungsgemäßen Zahnabdruckmassen bilden bekannte additionsvernetzende oder kondensationsvernetzende Silikone, Polyether-Silikone oder Polyether. Diese Materialien sind im Stand der Technik ausführlich beschrieben worden, so daß es sich erübrigt, hier näher darauf einzugehen. Additions- oder kondensationsvernetzende Silikone sind beispielsweise in der US-A-3 897 376, in der EP-B-0 231 420 sowie in der dort auf Seite 3 erwähnten US-A-4 035 453, weiterhin in der EP-A-0 480 238 (siehe insbesondere Seite 2, Zeilen 3–26) und in der EP-B-0 268 347 beschrieben. Die Offenbarung dieser Patentschriften soll hier durch Inbezugnahme mitumfaßt sein. Polyether-Silikone sind unter anderem beispielsweise in der DE-A-37 41 575 sowie in der DE-A-38 38 587 beschrieben, deren Offenbarung hier ebenfalls mitumfaßt sein soll. Polyether schließlich sind unter anderem in der DE-B-17 45 810 sowie in der DE-A-43 06 997 beschrieben, deren Offenbarung hier ebenfalls mitumfaßt sein soll.

Wie schon oben erwähnt, enthalten die erfindungsgemäßen Zahnabdruckmassen 0,1 bis 10 Gew.-%, bezogen auf das Gesamtgewicht der Masse, des Polyethercarbosilans als Hydrophilierungsmittel. Vorzugsweise enthalten die Massen 0,5 bis 5 Gew.-% und insbesondere 1 bis 4 Gew.-% des Polyethercarbosilans.

In der oben angegebenen allgemeinen Formel (I) bedeutet R vorzugsweise einen aliphatischen  $\text{C}_1-\text{C}_6$ -Kohlenwasserstoffrest, insbesondere einen Methyl- oder Ethylrest, einen cycloaliphatischen  $\text{C}_6-\text{C}_8$ -Kohlenwasserstoffrest oder einen aromatischen  $\text{C}_6-\text{C}_8$ -Kohlenwasserstoffrest, insbesondere einen Phenylrest.

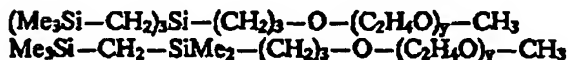
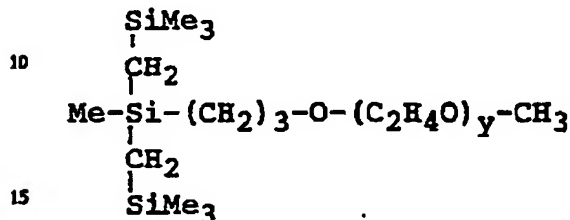
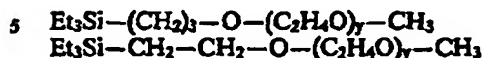
R' bedeutet vorzugsweise einen  $\text{C}_1-\text{C}_6$ -Alkylrest und insbesondere einen Methyl- oder Ethylrest.

P ist vorzugsweise eine  $\text{C}_2-\text{C}_8$ , insbesondere eine  $\text{C}_2-\text{C}_6$ -Alkylengruppe.

T bedeutet vorzugsweise H, einen Methyl- oder Ethylrest oder einen Acetylrest.

a ist vorzugsweise 0, x bedeutet vorzugsweise eine Zahl von 1 bis 50 und n hat vorzugsweise einen Wert von 2 bis 2,5.

Besonders bevorzugte Polyethercarbosilane sind die im folgenden aufgeführten Verbindungen



20 bei denen y der Beziehung genügt:

$$1 \leq y \leq 20 \text{ oder vorzugsweise } 1 \leq y \leq 10.$$

25 Diese Verbindungen sind hinsichtlich ihrer Struktur und Herstellung in der DE-C-43 20 920 bzw. in der GB-A-15 20 421 beschrieben. Die EP-A-0 367 381 beschreibt ähnliche Verbindungen mit ionischer Natur. Die Offenbarung der genannten Patentschriften soll hier durch Inbezugnahme mitumfaßt sein.

Die genannte Patentliteratur beschreibt den Einsatz solcher Polyethercarbosilane mit hydrophilen Gruppen als Tenside im wäßrigen Medium oder als schaumkontrollierende Agentien. Einen irgendwie gearteten Hinweis auf den Einsatz als Hydrophilierungsmittel in Dentalmassen findet sich dort nicht.

30 Die nachfolgenden Beispiele dienen der Erläuterung der Erfindung. Die Erfindung ist nicht auf die Beispiele beschränkt.

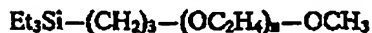
#### Beispiele

35 Die Messung des Randwinkels erfolgt mit einem Kontaktwinkelmesssystem G1/G40 (Krüss). Das Randwinkelmeßgerät G1 ermöglicht die präzise Abbildung von Tropfenprofilen auf Festkörperoberflächen. Das G40-Meßsystem umfaßt einen Videotubus mit Strahlenteiler, so daß die gleichzeitige Beobachtung eines Tropfens durch das Goniometerokular (Tropfengröße) und die Videokamera (digitale Bildauswertung) ermöglicht wird.

40 Die Messung erfolgt am liegenden Tropfen bei 23°C und 50% relativer Luftfeuchtigkeit. 30 Minuten nach Anmischbeginn der Massen wird ein stets gleich großer Tropfen einer bei 23°C gesättigten Calciumsulfatdihydratlösung auf das zwischen Glasplatten zu glatter Oberfläche ausgehärtete Elastomer aufgetragen und sofort mit der Messung begonnen. Der 10-Sekunden-Wert wird zur Auswertung herangezogen.

#### Herstellungsbeispiel

45 Zu einer Lösung von 4,7 g Triethylsilan in 28 ml Toluol werden 9,0 g eines Monomethyl-monoallyl-terminierten Polyethylenglykols mit einem mittleren Molekulargewicht von 450 gegeben. Es wird ein Platinkatalysator hinzugefügt und die Reaktionsmischung so lange bei 100°C gerührt, bis laut <sup>1</sup>H-NMR-Spektrum des Rohproduktes keine Allylgruppen mehr vorhanden sind. Nach Filtration über Kieselgel und Entfernen der flüchtigen Bestandteile im Vakuum werden 4,0 g einer Verbindung 1 erhalten, deren NMR-Spektrum mit der folgenden Strukturformel konsistent ist:



#### 55 Anwendungsbeispiel

28,2 Teile eines Vinyl-endgestoppten Polydimethylsiloxans mit einer Viskosität von 2000 mPa·s bei 23°C, 2,5 Teile eines SiH-Gruppen-haltigen Polydimethylsiloxans mit einer Viskosität von 60 mPa·s bei 23°C, 9,7 Teile eines Polydimethylsiloxans mit einer Viskosität von 50 mPa·s bei 23°C, 8,1 Teile einer silanisierten pyrogenen Kieselsäure, 49,1 Teile Quarzfeinstmehl, 0,3 Teile anorganisches Farbpigment und 2,3 Teile des Hydrophilierungsmittels aus dem Herstellungsbeispiel werden in einem Knetter durch Mischen zu einer homogenen Basispaste vereinigt.

60 Die Katalysatorpaste wird durch Vermischen von 20,6 Teilen eines Vinyl-endgestoppten Polydimethylsiloxans mit einer Viskosität von 2000 mPa·s bei 23°C, 7,5 Teilen einer silanisierten pyrogenen Kieselsäure, 53,1 Teilen Quarzfeinstmehl, 13,3 Teilen eines Polydimethylsiloxans mit einer Viskosität von 50 mPa·s bei 23°C, 3,4 Teilen einer Lösung von 1,3 Teilen eines Komplexes aus Platin und Divinyldimethylsiloxan in einem Polydimethylsiloxan mit einer Viskosität von 50 mPa·s bei 23°C und 2,3 Teilen des Hydrophilierungsmittels aus dem Herstellungsbeispiel hergestellt.

## Messung des Benutzungs-Randwinkels

50 g Basispaste und 10 g Katalysatorpaste werden vollständig vermischt. Nach einigen Minuten erhält man eine gummielastische Masse. 30 Minuten nach Herstellung wird der Randwinkel zu 42° bestimmt. Anschließend werden die Prüfkörper im handelsüblichen Desinfektions-Tauchbad (Impresept, ESPE) 10 Minuten desinfiziert. Die Prüfkörper werden entnommen, unter fließendem kalten Wasser kurz gespült und 2 Stunden an Luft von 23°C und 50% relativer Feuchte trocknen gelassen. Danach wird wieder der Randwinkel zu 54° bestimmt.

Zum Vergleich werden entsprechende Massen mit zwei handelsüblichen Polyethersiloxan-Tensiden "Silwet" L-77 und "Tegopren" 5878 hydrophiliert. Unter gleichen Bedingungen wird der Randwinkel vor und nach Desinfektion bestimmt. Das Ergebnis ist in der folgenden Tabelle zusammengefaßt.

Weiterhin wurde eine im Handel erhältliche hydrophilierte Silikon-Zahnabdruckmasse "Reprosil" (eine Masse gemäß EP-B-0 231 420) zu Vergleichszwecken untersucht. Das Ergebnis ist gleichfalls in der nachfolgenden Tabelle angegeben.

Bei einer weiteren Desinfektionsbehandlung, wie sie in der Praxis regelmäßig erfolgt, werden die Unterschiede in den relativen Randwinkel erhöhungen zwischen den erfindungsgemäßen Massen und den bekannten Massen noch größer.

## Anwendungstechnische Prüfung

50 g Basispaste und 10 g Katalysatorpaste werden innerhalb von 30 Sekunden vollständig miteinander vermischt. Mit der angemischten Masse wird ein Dimensionsprüfkörper nach ADA 19 abgeformt. Nach einigen Minuten erhält man eine gummielastische Abformung des Prüfkörpers. Diese Abformung wird 30 Minuten nach Anmischbeginn mit einer wäßrigen Gipsaufschlämmung (100 g Geostone/23 g Wasser) ausgegossen. Das nach Gipsabbindung erhaltene Modell weist eine einwandfreie Oberfläche auf.

## Dimensionsstabilität

Nach ADA 19 wird die Dimensionsstabilität zu -0,1% bestimmt.

## Messung der Lagerstabilität

Basispaste und Katalysatorpaste werden voneinander getrennt über einen Zeitraum von 14 Tagen bei 70°C gelagert. Nach diesem Zeitraum werden beide Pasten auf 23°C abgekühlt. 50 g Basispaste und 10 g Katalysatorpaste aus diesem Alterungstest werden vollständig miteinander vermischt. Der Verlauf der Abbindung wird an einem Cycloviskographen bestimmt. Der Abbindeverlauf unterscheidet sich nicht von jenem der frisch hergestellten, nicht gealterten Pasten.

Tabelle

Bei- spiel	Hydrophilierungs- mittel	RW vor Desinf.	RW nach Desinf.	relative RW-Erhöhung
2	gemäß Herstel- lungsbeispiel	42°	54°	28 %
Vergl.1	Silwet L-77	45°	72°	60 %
Vergl.2	Tegopren 5878	47°	74°	57 %
Reprosil	gemäß EP-B-0 231 420	45°	65°	44 %

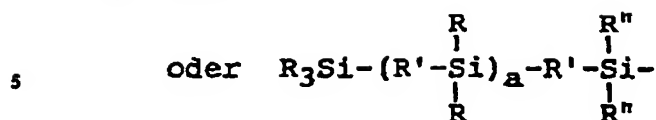
## Patentansprüche

1. Zahnabdruckmasse, enthaltend 0,1 bis 10 Gew.-%, bezogen auf das Gesamtgewicht der Masse, eines Polyethercarbosilans als Hydrophilierungsmittel.

2. Zahnabdruckmasse nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Polyethercarbosilan die allgemeine Formel besitzt



in welcher bedeuten

Q.  $R_3Si -$ 

10 wobei jedes R im Molekül gleich oder verschieden sein kann und einen aliphatischen  $C_1 - C_{18}$ , einen cycloaliphatischen  $C_6 - C_{12}$  oder einen aromatischen  $C_6 - C_{12}$ -Kohlenwasserstoffrest, die gegebenenfalls durch Halogenatome substituiert sein können, bedeutet,

R' eine  $C_1 - C_{14}$ -Alkylengruppe ist,

R'' im Falle von  $a \neq 0$  R ist oder im Falle von  $a = 0$

R oder  $R_3SiR'$  ist, und  $a = 0 - 2$  bedeutet;

15 P eine  $C_2 - C_{14}$ -Alkylengruppe;

T gleich H oder einen  $C_1 - C_4$ -Alkylrest oder einen  $C_1 - C_4$ -Acylrest;

x eine Zahl von 1 bis 200, und

n eine mittlere Zahl von 1 bis 4.

20 3. Zahnabdruckmasse nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß R einen aliphatischen  $C_1 - C_6$ -Kohlenwasserstoffrest, insbesondere einen Methyl- oder Ethylrest, einen cycloaliphatischen  $C_6 - C_8$ -Kohlenwasserstoffrest oder einen aromatischen  $C_6 - C_8$ -Kohlenwasserstoffrest, insbesondere einen Phenylrest bedeutet.

4. Zahnabdruckmasse nach den Ansprüchen 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß R' einen  $C_1 - C_8$ -Alkylrest, insbesondere einen Methylen- oder Ethylenrest bedeutet.

25 5. Zahnabdruckmasse nach den Ansprüchen 2 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß P eine  $C_2 - C_8$ -Alkylengruppe, vorzugsweise eine  $C_2 - C_6$ -Alkylengruppe bedeutet.

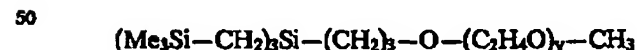
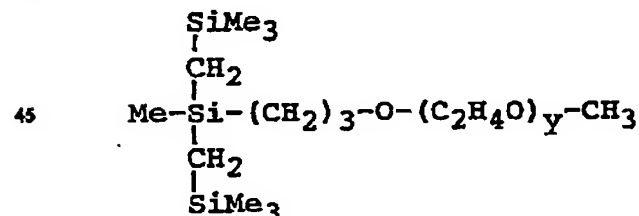
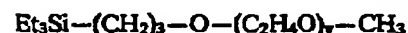
6. Zahnabdruckmasse nach den Ansprüchen 2 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß T H, einen Methyl- oder Ethylrest oder einen Acetylrest bedeutet.

30 7. Zahnabdruckmasse nach den Ansprüchen 2 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß a die Bedeutung von Null hat.

8. Zahnabdruckmasse nach den Ansprüchen 2 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß x die Bedeutung von 1 bis 50 hat.

9. Zahnabdruckmasse nach den Ansprüchen 2 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß n die Bedeutung von 2 bis 2,5 hat.

35 10. Zahnabdruckmasse nach den Ansprüchen 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß das Polyethercarbosilan ausgewählt ist aus den folgenden Verbindungen



wobei y jeweils eine Zahl von 1 bis 20, vorzugsweise von 1 bis 10 bedeutet.

55 11. Zahnabdruckmasse nach den Ansprüchen 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Basis der Zahnabdruckmasse von additions- oder kondensationsvernetzenden Silikonen, Polyethersilikonen oder Polyethern gebildet wird.

12. Verwendung eines Polyethercarbosilans zur Hydrophilierung von Zahnabdruckmassen.

13. Verfahren zur Herstellung von Zahnabformungen, dadurch gekennzeichnet, daß man eine mit einem Polyethercarbosilan hydrophilierte Zahnabdruckmasse verwendet.

60

65